# Automatische Registrierung von CT– und MR–Bildfolgen für die dreidimensionale Planung von Hüftoperationen

J. Ehrhardt[1], H. Handels[1], W. Plötz[2], S.J. Pöppl[1]

[1]Institut für Medizinische Informatik
[2]Klinik für Orthopädie
Medizinische Universität zu Lübeck, Ratzeburger Allee 160, 23538 Lübeck
Email: ehrhardt@medinf.mu-luebeck.de

**Zusammenfassung.** Die Einbeziehung multimodaler Bildinformationen aus der Computer– und Magnetresonanztomographie kann die Planung orthopädischer Operationen von Tumorpatienten entscheidend erleichtern und verbessern. Für die Nutzung dieser Informationen in computergestützten Planungssystemen ist eine vorherige Ausrichtung der Bilddaten notwendig. Lokale Verformungen der Weichteilgewebe und Atmungsartefakte erschweren die Registrierung im Beckenbereich. Durch die Erweiterung voxelbasierter starrer Registrierungsverfahren kann jedoch eine präzise Ausrichtung der CT– und MR–Bilddaten innerhalb der Knochenstrukturen erreicht werden. Die so gewonnenen Registrierungsinformationen werden für die gemeinsame Visualisierung von Knochen und Tumorgewebe während der Operationsplanung verwendet und ermöglichen die genauere Beurteilung der Form und Lage von Knochentumoren.

**Schlüsselwörter:** Registrierung, mutual information, virtuelle Operationsplanung

## 1 Einleitung

Patienten, deren Hüftpfannen von Knochentumoren befallen sind, können oftmals nur durch einen Beckenteilersatz therapiert werden. Bei dieser Operation wird die befallene Knochenstruktur durch Schnitte am Darmbein oberhalb der Hüftpfanne sowie an Sitz- und Schambein entfernt. Anschließend wird eine individuell-modular gefertigte Prothese eingesetzt [1]. Am Institut für Medizinische Informatik wird in Kooperation mit der Klinik für Orthopädie das System VIRTOPS (Virtual Operation Planning in Orthopaedic Surgery) zur virtuellen Planung und Simulation dieser Operationen entwickelt [2].

Um einen optimalen Sitz der individuell gefertigten Prothese im resezierten Becken des Patienten gewährleisten zu können, ist eine exakte Planung des chirurgischen Eingriffs notwendig. In diesem Zusammenhang kommt der Einbeziehung multimodaler Bildinformation eine erhöhte Bedeutung zu, da die genaue präoperative Lokalisation des tumorösen Knochengewebes Voraussetzung für eine exakte Operationsplanung ist.

Während CT-Aufnahmen zur Segmentierung der Knochenstrukturen verwendet werden, sind MR-Aufnahmen, insbesondere bei Verwendung von Kontrastmitteln, zur genauen Bestimmung des tumorösen Gewebes geeignet. Für eine gemeinsame Darstellung von Knochen und Tumorgewebe in der virtuellen Planungsumgebung ist die Registrierung der CT– und MR–Daten notwendig.

## 2 Vorverarbeitung

Ausgangspunkt für die virtuelle Operationsplanung sind tomographische Bildfolgen des Beckens mit typischen Pixelgrößen von 0.75mm $\times$ 0.75mm $\times$ 4mm für CT–Daten und 0.7mm $\times$ 0.7mm $\times$ 8mm für MR–Daten.

Durch Anwendung einer Schwellwertoperation sowie morphologischer Filter (Closing, Connected Components) wird der Hintergrund segmentiert. Anschließend werden die Bildvolumina auf die Bereiche mit Vordergrundpixeln beschränkt und auf Grauwerte zwischen 0 und 255 skaliert. Dieses Vorgehen spart Speicherplatz und beschleunigt die Berechnung des Ähnlichkeitsmaßes bei der Registrierung (Gl. 2).

Die Segmentierung der Knochenstrukturen erfolgt in den CT–Daten durch ein schwellwertbasiertes, semiautomatisches Verfahren (siehe [2, 3]). Die Segmentierungsergebnisse werden sowohl für die Generierung der virtuellen Beckenmodelle als auch für den Registrierungsalgorithmus verwendet.

## 3 Registrierung der CT– und MR–Bildfolgen

Zwischen den CT– und MR–Bildfolgen des Beckens eines Patienten treten neben den globalen Veränderungen, welche durch unterschiedliche Lagen des Patienten in den Tomographen bedingt sind, lokale Verformungen der Weichteilgewebe auf. Diese Verformungen werden hervorgerufen durch Atmungsartefakte, Lage– bzw. Formveränderungen der inneren Organe sowie durch verschiedene Darmfüllungen des Patienten zum Untersuchungszeitpunkt (siehe Abb. 1). Für die Planung von Hüftoperationen beziehen sich die Genauigkeitsanforderung wesentlich auf Knochen und eng angrenzende Gewebe, welche von den o.g. Verformungen unbeeinflußt sind.

Die Verwendung voxelbasierter starrer Registrierungsverfahren nach [4, 5] führt bei der Registrierung multimodaler Bilddaten im Beckenbereich zu ungenauen Ergebnissen (Abb. 2). Um eine präzise und robuste Registrierung der Knochenstrukturen zu gewährleisten ohne rechenintensive elastische Registrierungsverfahren einzusetzen, werden diese Verfahren erweitert.

Seien die CT–Daten das Referenzvolumen $u(\boldsymbol{x})$ und die MR–Daten das anzupassende Volumen $v(\boldsymbol{x})$, dann ist die Transformation $\hat{T}$ gesucht

$$\hat{T} = \arg\max_{T} I\left(u(\boldsymbol{x}), v(T(\boldsymbol{x}))\right), \qquad (1)$$

wobei als Distanzmaß $I$ die "Mutual Information" verwendet wird [5, 6]:

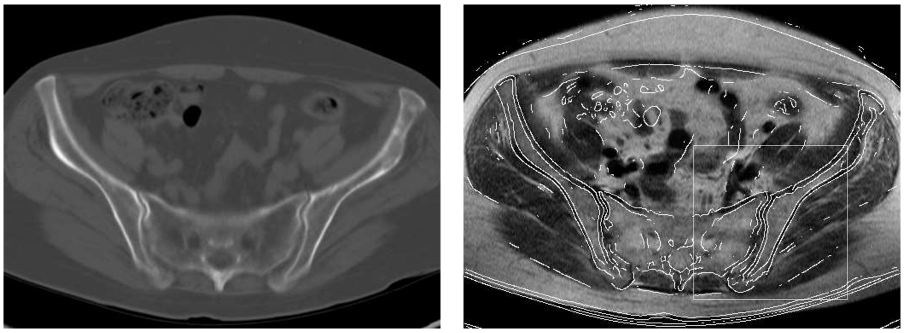
$$I\left(X, Y\right) = \sum_{x} \sum_{y} p(x,y) \log_2 \left( \frac{p(x,y)}{p(x)p(y)} \right). \qquad (2)$$

Durch die Verwendung dieses Informationstheoretischen Maßes ist der Algorithmus nicht auf die Registrierung von CT– und MR–Daten beschränkt, sondern kann für beliebige multimodale Daten verwendet werden.

Für die Bestimmung der optimalen Transformation $\hat{T}$ wird eine Multi–Resolution–Strategie eingesetzt [4]. Im ersten Schritt werden die Originaldaten trilinear zu kubischen Voxeln mit Kantenlänge $s$ interpoliert, wobei $s$ das Minimum der originären Kantenlängen ist. Mittels einfacher Interpolationsmethoden (z.B. Nächster–Nachbar) werden die Auflösungsstufen $2\sqrt{2}s, 2s$ und $\sqrt{2}s$ erzeugt. Ein Simplex–Algorithmus maximiert für jede Auflösung die Gl. (1), wobei die bestimmten Transformationsparameter jeweils als Starttransformation für die nächste, verfeinerte Auflösungsstufe dienen.

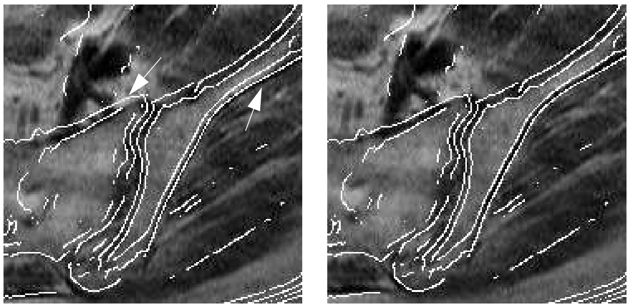
Bei der feinsten Auflösungsstufe mit einer Kantenlänge von $s$ werden die Segmentierungsergebnisse der Vorverarbeitung genutzt, um alle Pixel, die nicht zu Knochenstrukturen und einem umliegenden 5 Pixel breiten Rand gehören, als Hintergrund zu markieren. Hierdurch wird der Einfluß der Verformungen und variierenden Positionen von Weichteilgeweben auf das Ähnlichkeitsmaß "Mutual Information" eliminiert.

Die Beschränkung der CT–Bildinformation auf Knochenstrukturen erhöht die Sensitivität des Simplex-Algorithmus auf den Startwert. Durch die Verwendung der gesamten Bildinformation für niedrige Auflösungsstufen der Multi–Resolution–Strategie werden gute Startpositionen für den letzten Optimierungsschritt gefunden, so daß eine robuste Registrierung der Patientendaten möglich ist.



(a) (b)

**Abb. 1.** Darstellung korrespondierender Schichten der (a) CT– und (b) MR–Daten mit überlagerten Kanten des registrierten CT–Datensatzes. Während es im Bereich der Weichteilgewebe zu starken Abweichungen zwischen den Bilddaten kommt, werden korrespondierende Knochenstrukturen korrekt aufeinander abgebildet. Der markierte rechteckige Bereich ist in Abb. 2 vergrößert dargestellt.



(a) (b)

**Abb. 2.** Vergrößerte Darstellung von Registrierungsergebnissen. Für Abb. (a) wurden die gesamten Bildinformationen in die Registrierung einbezogen; das führt zu fehlerhaften Zuordnungen im Knochenbereich (weiße Pfeile). Durch das Ausblenden von Weichteilgeweben erhält man verbesserte Resultate (Abb. (b)).

## 4 Segmentierung des Tumorgewebes

Das in Abschnitt 3 vorgestellte Verfahren wird zur Registrierung der verschiedenen MR–Sequenzen genutzt, wobei die Restriktion auf Knochenstrukturen für die höchste Auflösungsstufe entfällt.

Nach der Registrierung liegt pro Voxel ein $n$–dimensionaler Merkmalsvektor vor, welcher im allgemeinen aus T1, T2 und evtl. kontrastverstärkten T1 gewichteten Sequenzdaten besteht. Anschließend werden manuell ROI´s im Tumorgewebe selektiert und für die resultierenden Stichprobenvektoren Mittelwert $\bar{\boldsymbol{x}} \in I\!R^n$ und inverse empirische Kovarianzmatrix $\hat{\Sigma}^{-1} \in I\!R^{n \times n}$ berechnet. Es werden alle Voxel markiert, für deren Merkmalsvektoren $\boldsymbol{x}$ die Mahalanobisdistanz kleiner als ein vorgegebener Schwellwert $t$ ist:

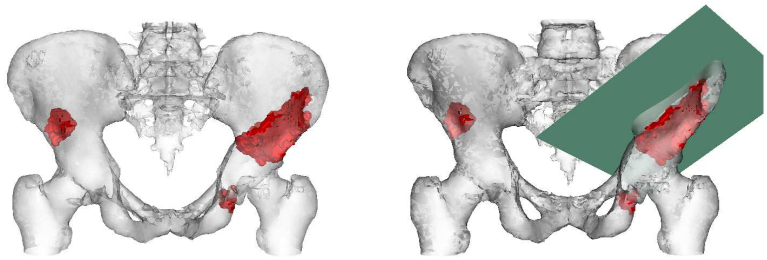
$$(\boldsymbol{x} - \bar{\boldsymbol{x}})\hat{\Sigma}^{-1}(\boldsymbol{x} - \bar{\boldsymbol{x}}) \leq t.$$

Aus den 3D–Zusammenhangskomponenten der selektierten Voxel werden interaktiv die Tumorsegmente bestimmt.

## 5 Ergebnisse und Ausblick

Das beschriebene Registrierungsverfahren wurde auf klinische Patientendaten angewendet und erwies sich trotz der geringen Auflösung der MR–Daten in $z$–Richtung als robust gegenüber verschiedenen Startwerten.

Aus den segmentierten Knochenstrukturen und dem Tumorgewebe werden unter Verwendung des Marching Cubes Algorithmus [7] Oberflächenmodelle generiert, welche im Softwaresystem VIRTOPS zur Planung von Hüftoperationen verwendet werden können. Die Visualisierung des tumorösen Knochengewebes zusammen mit der transparenten Knochenoberfläche (Abb. 3(a)) ermöglicht dem



(a) (b)

**Abb. 3.** Die Visualisierung des Tumorgewebes (dunkel) im transparenten Knochen (a) ermöglicht die Berurteilung von Form und Lage des Tumors und eine genaue Positionierung der Resektionsebene (b).

Chirurgen sowohl Form und Größe des Tumors, als auch seine Lage im Becken zu beurteilen. Dies kann zu einer verbesserten Bestimmung der Resektionsebene führen (Abb. 3(b)).

Über die betrachtete Applikation hinaus kann das vorgestellte Verfahren zur Unterstützung weiterer orthopädischer Operationen verwendet werden, bei denen die gemeinsame Visualisierung von Knochen und umliegenden Weichteilgeweben von Nutzen ist.

## Literatur


1. R. Gradinger, H. Rechl, R. Ascerl, W. Plötz, and E. Hipp. Endoprothetischer Teilersatz des Beckens bei malignen Tumoren. *Orthopädie*, 22:167–173, 1993.
2. H. Handels, J. Ehrhardt, P. Peters, W. Plötz, and S. J. Pöppl. Computer–assisted planning of hip operations and design of endoprostheses using virtual three-dimensional models. In H.U. Lemke, M.W. Vannier, K. Inamura, and A.G. Farman, editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 726–730, Paris, 1999. Elsevier Science B.V.
3. H. Handels, J. Ehrhardt, P. Peters, W. Plötz, and S. J. Pöppl. Computergestützte Planung von Hüftoperationen in virtuellen Körpern. In *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 177–181, 1999.
4. D. L. G. Hill C. Studholme and D. J. Hawkes. Automated 3D registration of MR and CT images of the head. *Medical Image Analysis*, 1(2):163–175, 1996.
5. W. M. Wells, P. Viola, H. Atsumi, S. Nakajima, and R. Kikinis. Multi–modal volume registration by maximization of mutual information. *Medical Image Analysis*, 1(1):35–51, 1996.
6. A. Collignon, F. Maes, D. Delaere, D. Vandermeulen, P. Suetens, and G. Marchal. Automated multi–modality image registration based on information theory. In Y. Bizais et. al., editor, *Information Processing in Medical Imaging*, pages 263–274, 1995.
7. W. E. Lorensen and H. E. Cline. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *Computer Graphics*, 21(4):163–169, 1987.